

P24802

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

Applicant : N. TANI et al.

Serial No. : Not Yet Assigned

Filed : Concurrently Herewith

For : ENDOSCOPE SYSTEM FOR FLUORESCENT OBSERVATION


CLAIM OF PRIORITY

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, Virginia 22313-1450

Sir:

Applicant hereby claims the right of priority granted pursuant to 35 U.S.C. 119 based upon Japanese Application Nos. 2003-094996 filed 31 March 2003; 2003-094997 filed 31 March 2003 and 2003-094998 filed 31 March 2003. As required by 37 C.F.R. 1.55, certified copies of the Japanese applications are being submitted herewith.

Respectfully submitted,
N. TANI et al.


Bruce H. Bernstein
Reg. No. 29,027 33,329

March 30, 2004
GREENBLUM & BERNSTEIN, P.L.C.
1950 Roland Clarke Place
Reston, VA 20191
(703) 716-1191

日本国特許庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2003年 3月31日
Date of Application:

出願番号 特願2003-094996
Application Number:
[ST. 10/C]: [JP 2003-094996]

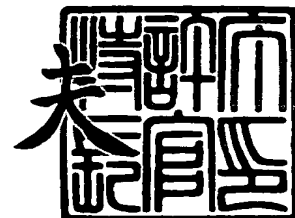
出願人 ペンタックス株式会社
Applicant(s):



2004年 1月 9日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井 康



出証番号 出証特2003-3110034

【書類名】 特許願

【整理番号】 PX02P138

【提出日】 平成15年 3月31日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 1/06

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

 【氏名】 谷 信博

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号 ペンタックス株式会社内

 【氏名】 杉本 秀夫

【特許出願人】

 【識別番号】 000000527

 【住所又は居所】 東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号

 【氏名又は名称】 ペンタックス株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100078880

 【住所又は居所】 東京都多摩市鶴牧 1 丁目 2 4 番 1 号 新都市センタービル 5 F

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 松岡 修平

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 023205

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0206877

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 自家蛍光内視鏡装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 電子内視鏡と、蛍光観察用の励起光を観察対象としての生体に照射可能な電子内視鏡用プロセッサと、を有する自家蛍光内視鏡装置であって、

前記電子内視鏡が、

前記励起光が照射された後の遮光時に、前記電子内視鏡のCCDの複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるように、前記CCDおよびCCD用電荷検出アンプを制御する、ドライバ回路を有することを特徴とする、自家蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】 前記電子内視鏡用プロセッサは、前記励起光が照射されていることを報知する信号を前記ドライバ回路に出力する制御手段を有することを特徴とする、請求項 1 に記載の自家蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】 前記励起光が照射された後の遮光時において電荷転送を行う際に、前記ドライバ回路は、垂直方向の電荷の移動を複数回連続して行い、垂直方向の電荷の移動を連続して行っている間は水平方向の電荷の移動を行なわないように、前記CCDを制御することによって垂直方向に並ぶ複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるようにすることを特徴とする、請求項 1 または請求項 2 に記載の自家蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】 前記励起光が照射された後の遮光時において電荷転送を行う際に、前記ドライバ回路は、水平方向の電荷の移動が複数回行なわれている間に、前記電荷検出アンプに 1 回リセットパルスを送るよう、前記CCDおよび前記電荷検出アンプを制御することによって水平方向に並ぶ複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるようにすることを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の自家蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、励起光を生体に照射することによって発生する蛍光を蛍光画像とし

て観察する、自家蛍光内視鏡装置に関する。

【0002】

【特許文献1】 特開平8-557

【従来の技術】

紫外光等の特定の波長の光（励起光）を生体に照射することによって、生体は蛍光を発する（自家蛍光）。がん細胞等の異常部位は、この自家蛍光による蛍光の量が少なくなることが知られている。この原理を利用して、生体に励起光を照射し、蛍光を発する生体の画像を撮影し、その蛍光の濃淡から生体の病態を判断する、自家蛍光観察法が広く利用されている。

【0003】

このような、自家蛍光観察に利用される内視鏡装置としては、特許文献1に記載のものがある。上記文献に記載の内視鏡装置は、蛍光観察時に、励起光用フィルタを照明光路内に介挿して被写体に励起光を照射し、内視鏡（ファイバ스코ープ）の対物光学系で結像されてイメージガイドファイババンドル及び接眼光学系を通して得られる光学像を、光ファイバでファイバ스코ープ外部に設置されたイメージインテンシファイアに蛍光観察用フィルタ等を介して送り、イメージインテンシファイアによって輝度の増幅された映像をCCDなどの固体撮像素子で蛍光画像として撮像する。

【0004】

上記文献に記載の内視鏡装置は、高価なイメージインテンシファイアを使用しているため、システム全体のコストが増大するという問題があった。また、上記文献に記載の内視鏡装置は、ファイバ스코ープ外部のイメージインテンシファイアとファイバ스코ープのイメージガイドファイババンドルとを光ファイバ（第2のイメージガイドファイババンドル）で接続する必要がある。光ファイバによる損失を抑えるために、光ファイバの長さを極力短くする必要がある。従って、このような内視鏡装置は、ファイバ스코ープの取りまわしが光ファイバによって制限されてしまうという問題があった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

上記の問題を解決するため、本発明は、イメージインテンシファイアを使用することなく、蛍光画像の輝度の増幅が可能な自家蛍光内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0006】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するため、本発明の自家蛍光内視鏡装置は、励起光が照射された後の遮光時に、電子内視鏡のCCDの複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるように、CCDおよびCCD用電荷検出アンプを制御する、ドライバ回路を有する。

【0007】

蛍光画像の各画素の輝度は電荷の量が大きくなるほど高くなる。従って、本発明によれば、複数個の単位セルに蓄積された電荷を加算して得られた電荷から蛍光画像の各画素の輝度を演算できるため、蛍光画像の輝度を増幅させることができる。

【0008】

【発明の実施の形態】

以下に、本発明の実施の形態を図面を用いて詳細に説明する。図1は、本発明の実施形態の内視鏡装置を模式的に示したものである。内視鏡装置1は、電子内視鏡（電子スコープ）100と、電子内視鏡用プロセッサ200と、モニタ300を有する。電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡100に通常観察用の照明光および蛍光観察用の励起光を選択的に供給する。また、電子内視鏡用プロセッサ200は、電子内視鏡100からの画像信号を処理してNTSC信号等のビデオ信号を生成し、モニタ300に送信する。モニタ300は、ビデオ信号を映像としてそのスクリーン上に表示する。

【0009】

電子内視鏡100は、対物光学系101と、ライトガイドファイババンドル102と、CCDユニット110と、ドライバ回路104と、CDS(Correlated Double Sampling Circuit)105と、を有する。また、電子内視鏡用プロセッサ200は、MPU201と、光源ユニット202と、DSP203と、メモリ204と、A/Dコンバータ205と、D/Aコンバータ206

と、クロック発生回路207と、を有する。

【0010】

ライトガイドファイババンドル102の基端側は、電子内視鏡用プロセッサ200の光源ユニット202に光学的に接続されている。また、ライトガイドファイババンドル102の先端側は電子内視鏡100の挿入管先端部に配置されている。この光源ユニット202からの光束は、ライトガイドファイババンドル102を通して電子内視鏡100の先端から放射され、電子内視鏡100の先端周辺を照明する。光源ユニット202は面順次方式によって、RGB3色の光及び励起光としての紫外光を順次周期的に放射するよう構成されている。

【0011】

照明された電子内視鏡100の先端周辺の光学像は、対物光学系101によってCCDユニット110の受光面上で結像する。CCDユニット110はドライバ回路104の生成するタイミングパルスによって駆動される。CCDユニット110は、一定のタイミングでその受光面上で結像した光学像を1フレームの画像信号に変換し、CDS105に送信する。このタイミングは、光源ユニット202によって照射される光束の種類が切り換わるタイミングと同期しており、ある1フレームの映像信号が撮像されている間は、RGBおよび紫外光のうちのいずれか1種類のみの光束が照射されるようになっている。CDS105は、CCDユニット110からの画像信号を処理して、A/D変換に適したCDS信号を生成する。CDS信号は、電子内視鏡用プロセッサ200のA/Dコンバータ205に送信される。

【0012】

A/Dコンバータ205はCDS信号のサンプリングを行ない、離散化する。離散化された信号はDSP203に送られ、 γ 補正等の画像処理を行なった後にデジタル画像データとしてメモリ204に保存される。メモリ204には、RGB3色の光束によって得られた通常画像データ及び紫外光照射によって得られた蛍光画像データがそれぞれ保存される。また、DSP203は、メモリ204に保存されたデジタル画像データを読み出して合成し、D/Aコンバータ206に送信する。D/Aコンバータ206は、合成されたデジタル画像データをアナログ化し、ビデオエンコーダ（不図示）にてNTSC等のビデオ信号に変換してモニタ300に送信する。MPU201は、上記の各処理が正し

く行なわれるように、光源ユニット202、DSP203、メモリ204、A/Dコンバータ205、D/Aコンバータ206を制御する。例えば、A/Dコンバータ205の離散化のサンプリングレートを決定する。A/Dコンバータ205は、このサンプリングレートを用いてCDS信号を離散化する。また、このサンプリングレートは、DSP203によるデジタル画像データ生成にも利用される。

【0013】

クロック発生回路207は、水平同期信号および垂直同期信号を生成する。これらの同期信号は、電子内視鏡100のドライバ回路104および電子内視鏡用プロセッサ200のDSP203、A/Dコンバータ205に送信される。電子内視鏡100のドライバ回路104は、同期信号からタイミングパルスを生成し、CCDユニット110およびCDS105に送信する。CCDユニット110はこのタイミングパルスに基づくタイミングで撮像動作を行なう。また、CDS105は、このタイミングパルスを用いてCCDユニット110からの画像信号を処理する。また、A/Dコンバータ205は、同期信号とサンプリングレートからサンプリングのタイミングを決定し、このタイミングでCDS信号を離散化する。また、DSP203は、同期信号とサンプリングレートとを用いて画像の縦横の画素数を算出し、この画素数を用いてA/Dコンバータ205の出力をデジタル画像データに変換する。また、同期信号はMPU201に出力されており、MPU201は同期信号を用いてRGB3色の光及び紫外光の放射タイミングを決定する。具体的には、垂直同期信号の入力タイミングで光源ユニットからの光束の種類が切り換わるようになっている。

この結果、ある1フレームの映像信号が撮像されている間は、RGB3色の光および紫外光のうちのいずれか1種類のための光束が照射されるようになる。

【0014】

本実施形態によるCCDユニット110のブロック図を図2に示す。CCDユニット110は、CCD111、電荷検出アンプ(FDA)112、およびバッファBを有する。CCD111は、フレームトランスファー型のCCDである。

【0015】

CCD111は、電荷蓄積部111aと、水平転送部111bと、第1水平転送パルス入力端IH1と、第2水平転送パルス入力端IH2と、第1垂直転送パルス入力端IV1と、第2垂

直パルス入力端IV2と、を有する。電荷蓄積部111aは、対物光学系101による光学像が投影される領域である。電荷蓄積部111aは単位セル111dが n 行 n 列の格子状に配列されたものである。水平転送部111bは、電荷蓄積部111aの一辺111f上に隣接しており、セル111eが一行に配置されたものである。セル111eの数は、電荷蓄積部111aの一辺111f上に配列された単位セル111dの数と同数又はそれ以上である。セル111eのそれぞれは、電荷蓄積部111aの一辺111f上に配列された単位セル111dのそれぞれと隣接している。また、水平転送部111bの一端(図2中左端)のセル111eは、FDA112と接続されている。第1水平転送パルス入力端IH1と、第2水平転送パルス入力端IH2と、第1垂直転送パルス入力端IV1と、第2垂直パルス入力端IV2はドライバ回路104と接続されており、ドライバ回路104は各入力端にパルスを送ることができる。

【0016】

対物光学系101を通る光束が単位セル111dに入射すると、光束の強度に応じた量の電荷が単位セル111dのそれぞれに蓄積される。従って、対物光学系101による像が一定時間電荷蓄積部111a上で結像していると、電荷蓄積部111aを構成する単位セル111dのそれぞれには、単位セル111d上における光学像の輝度に応じた量の電荷が蓄積される。第1垂直転送パルス入力端IV1と第2垂直パルス入力端IV2に所定のパルスを入力すると、単位セル111dのそれぞれに蓄積された電荷は、その単位セルの水平転送部111b側(垂直方向)に隣接する単位セルに移動する。また、水平転送部111bと隣接する単位セル111dに蓄積された電荷は、隣接するセル111eに移動する。また、第1水平転送パルス入力端IH1と第2水平転送パルス入力端IH2に所定のパルスを入力すると、水平転送部111bのセル111eのそれぞれに蓄積された電荷は、それぞれのセルのFDA112側(水平方向)に隣接するセルに移動する。FDA112と接続されたセル111eに蓄積された電荷は、FDA112に送られる。

【0017】

FDA112は、そこに送られた電荷を電位の変化に変換する回路である。FDA112は、スイッチSWを有する。スイッチSWにリセットパルスを送ることにより、前回リセットパルス送信後、FDA112に送られた電荷が電位に変換される。FDA112によって変換された電位の変化はバッファBに伝達される。なお、FDAの機構に

については、公知であるので説明は省略する。バッファBは広帯域バッファであり、この電位の変化を低インピーダンスでCDS105に出力する。

【0018】

以上のように、CCD111の電荷蓄積部111a上で結像した像の画像情報は、画像信号としてCDS105に送られる。

【0019】

本実施形態においては、光源ユニット202による光束の種類切換、およびCCD111の各セル間の電荷の移動は、図3～7に示すタイムチャートに従って制御される。図3は、本実施形態による、光源ユニット202による光束の種類切換、MPU201からドライバ回路104に送られるSelect信号、第1垂直転送パルス入力端IV1および第2垂直パルス入力端IV2に送られるパルス ΦV 、1水平転送パルス入力端IH1と第2水平転送パルス入力端IH2に送られるパルス ΦH 、FDA112のスイッチSWに送られるリセットパルス、バッファBからCDS105に送られる画像信号、の変移を示すタイムチャートである。

【0020】

図3に示されるように、光源ユニット202は一定間隔おきに、赤色光(R)発光-遮光-緑色光(G)発光-遮光-青色光(B)発光-遮光-紫外光(UV)発光-遮光を周期的に繰り返している。Select信号は、UV発光時とその次の遮光時に印加されるようになっている。 ΦV 、 ΦH 、リセットパルスは共に遮光時に入力されるようになっている。リセットパルスが遮光時のみに入力されるので、画像信号もまた遮光時のみに出力される。従って、R発光時に電荷蓄積部111a上で結像した光学像の画像信号は、R発光の次の遮光時に出力される。同様に、G、B、UV発光時に電荷蓄積部111a上で結像した光学像の画像信号はそれぞれ、その発光の次の遮光時に出力される。

【0021】

図4は、図3におけるR発光の次の遮光時aの詳細なタイムチャートである。時間a'は、 ΦV のパルスが立ち下がる直前から、 ΦH のパルスが数回入力された時刻までの間の時間である。

なお、G発光の次の遮光時b、B発光の次の遮光時cにおいて、 ΦV 、 ΦH 、リセット

パルスは遮光時aと同じタイミングで入力される。なお、 ΦV のパルス入力、本来は、第2垂直パルス入力端IV2へのパルス入力を、第1垂直転送パルス入力端IV1へのパルス入力よりも若干遅らせるよう構成されているが、本実施形態においては図面の簡略化のため、第1垂直転送パルス入力端IV1へのパルス入力と第2垂直パルス入力端IV2へのパルス入力を1つのパルスとして表現している。図4に示されるように、 ΦV のパルスは一定間隔おきに入力されている。一回のパルス入力で、電荷蓄積部111aの各单位セル111dに蓄積された電荷が、水平転送部111bに向かって一段移動する。従って、遮光時中に ΦV のパルスはn回入力される。 ΦV のパルスの入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、 ΦH のパルスとリセットパルスが複数回入力される。 ΦH のパルスとリセットパルスの入力タイミングを図5を用いて説明する。

【0022】

図5は、図4における時間a'の詳細なタイムチャートである。本実施形態においては、 ΦV のパルスの入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、 ΦH のパルスはn回入力される。また、リセットパルスは ΦH のパルスの立ち上がりに同期して立ち上がり、 ΦH のパルスが立ち下がる前にリセットパルスは立ち下がる。 ΦH のパルスが立ち上がっていない間に電荷がFDA112に送られ、次にリセットパルスが立ち上がるまでの期間、信号電荷に応じた電位差(図5中ではS1~S4)がバッファBに出力される。リセットパルスのそれぞれは ΦH のパルスのそれぞれと同期して入力されるため、水平転送部111bの各セルに蓄積された電荷が、セルごとに電位差に変換されてバッファBに送られる。

【0023】

前述のように、 ΦV のパルスの入力が終わって次の ΦV のパルスが入力されるまでの間、 ΦH のパルスとリセットパルスが入力されるため、R発光時、G発光時、B発光時にCCD111に投影された像は、それぞれ解像度 $n \times n$ の画像情報としてCDS105に出力される。

【0024】

図6は、図3におけるUV発光の次の遮光時dの詳細なタイムチャートである。ドライバ回路104は、現在がUV発光の次の遮光時であるかどうかを、Select信号が

入力されているかどうかによって判断している。図6に示されるように、一定間隔おきに ΦV のパルスが2回ずつ入力されている。この連続する2回のパルス入力で、電荷蓄積部111aの各单位セル111dに蓄積された電荷が、水平転送部111bに向かって2段移動する。この時、水平転送部111bに向かう方向に並んだ2つの単位セル111dに蓄積された電荷が加算されて水平転送部111bのセル111eのそれぞれに蓄積される。 ΦV のパルスの連続入力が終わって次のパルスが連続入力されるまでの間、 ΦH のパルスとリセットパルスが複数回入力される。 ΦH のパルスとリセットパルスの入力タイミングを図7を用いて説明する。

【0025】

図7は、図6における時間 d' の詳細なタイムチャートである。なお、時間 d' は、 ΦV のパルスの連続入力のうち後側のパルスが立ち下がる直前から、 ΦH のパルスが数回入力された時刻までの間の時間である。本実施形態においては、 ΦV のパルスの連続入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、 ΦH のパルスは n 回入力される。また、リセットパルスは ΦH の奇数個目のパルスの立ち上がり同期して立ち上がり、 ΦH のパルスが立ち下がる前にリセットパルスは立ち下がる。 ΦH のパルスが立ち上がっていない間に電荷がFDA112に送られ、次にリセットパルスが立ち上がるまでの期間、信号電荷に応じた電位差(図5中では $S1$ 、 $S2$)がバッファBに出力される。リセットパルスのそれぞれは ΦH のパルスが2回入力される間に1回入力されるため、水平転送部111bの各セルに蓄積された電荷が、連続する2つのセルごとに加算されて電位差に変換されてバッファBに送られる。

【0026】

前述のように、 ΦV のパルスの入力が終わって次のパルスが入力されるまでの間、 ΦH のパルスとリセットパルスが入力されるため、UV発光時に投影された像は、それぞれ解像度 $n/2 \times n/2$ の画像情報としてCDS105に送られる。また、バッファBに送られる電位差のそれぞれは、4つの単位セル111dに蓄積された電荷の合計を電位差に変換したものであるため、CDS105に送られる画像情報における各画素の輝度は4倍に増幅されることになる。

【0027】

以上のように、本実施形態によれば、イメージインテンシファイアを用いるこ

となく、UV発光時にCCD111上に投影された像、すなわち蛍光画像の各画素の輝度が4倍に増幅される。

【0028】

なお、本実施形態においては 2×2 の格子状に配列された単位セル上に蓄積された電荷に相当する電位差を用いて1画素分の輝度とし、1画素の輝度を4倍に増幅しているが、本発明は上記の構成に限定されるものではない。例えば、図6において一定間隔おきに ΦV のパルスが3回連続して入力されるようにし、図7においてリセットパルスのそれぞれは ΦH のパルスのそれぞれと同期して入力される用に構成することによって、 1×3 の格子状に配列された単位セル上に蓄積された電荷に相当する電位差を用いて1画素分の輝度とすることができる。すなわち、この場合に於いては1画素の輝度は3倍に増幅される。すなわち、本発明によれば、任意の大きさの格子状に配列された単位セル上に蓄積された電荷に相当する電位差を用いて1画素分の輝度とすることができ、1画素あたりの輝度の増幅率を任意の値に設定することができる。

【0029】

【発明の効果】

以上のように、本発明の自家蛍光内視鏡装置によれば、イメージインテンシファイアを用いることなく、蛍光画像の輝度を増幅させることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の実施形態の内視鏡装置を模式的に示したものである。

【図2】

本発明の実施形態のCCDユニットのブロック図である。

【図3】

本発明の実施形態において、各種制御信号の変移を示すタイムチャートである。

【図4】

図3におけるR発光の次の遮光時aの詳細なタイムチャートである。

【図5】

図4における時間a'の詳細なタイムチャートである。

【図 6】

図3におけるUV発光の次の遮光時dの詳細なタイムチャートである。

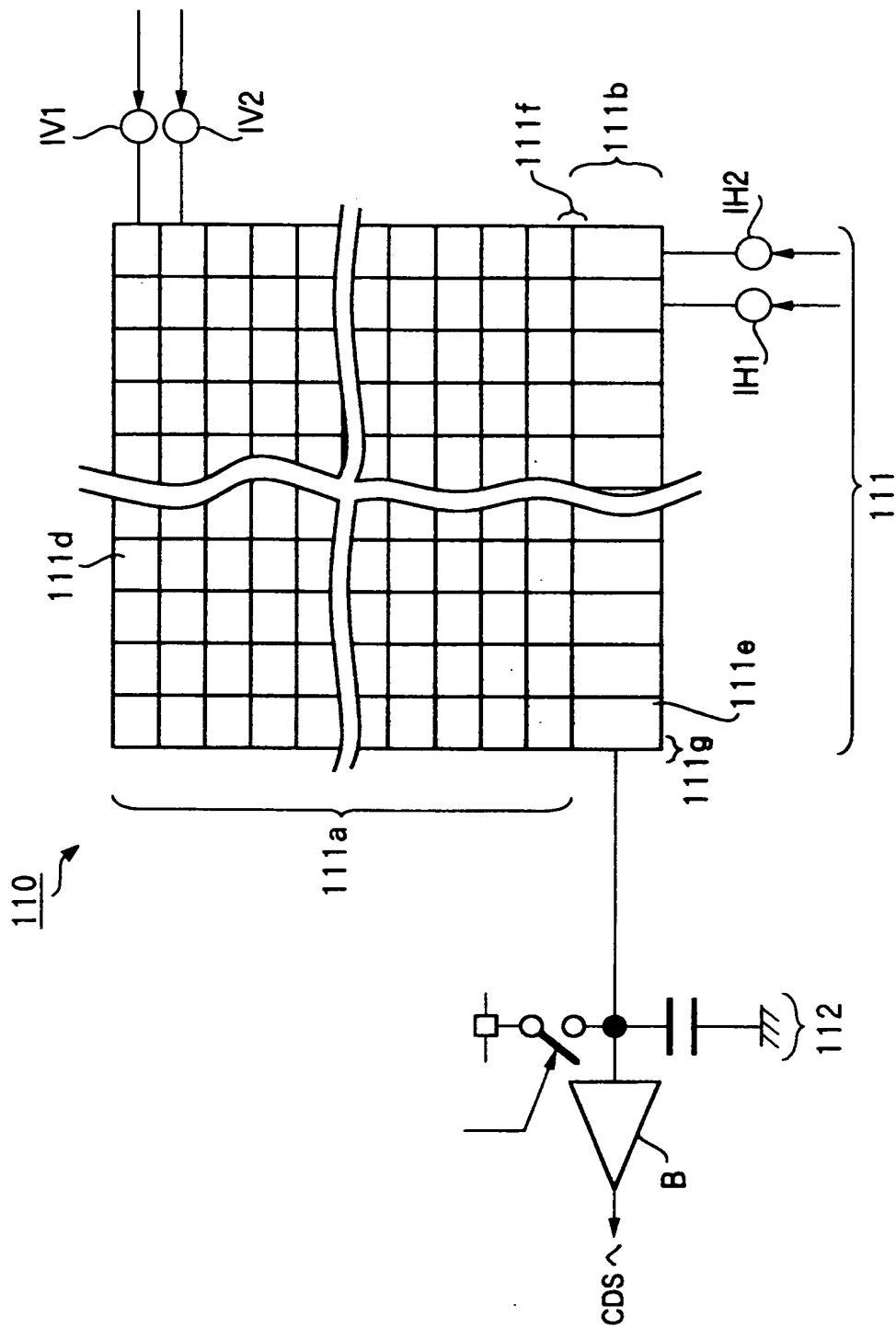
【図 7】

図6における時間d'の詳細なタイムチャートである。

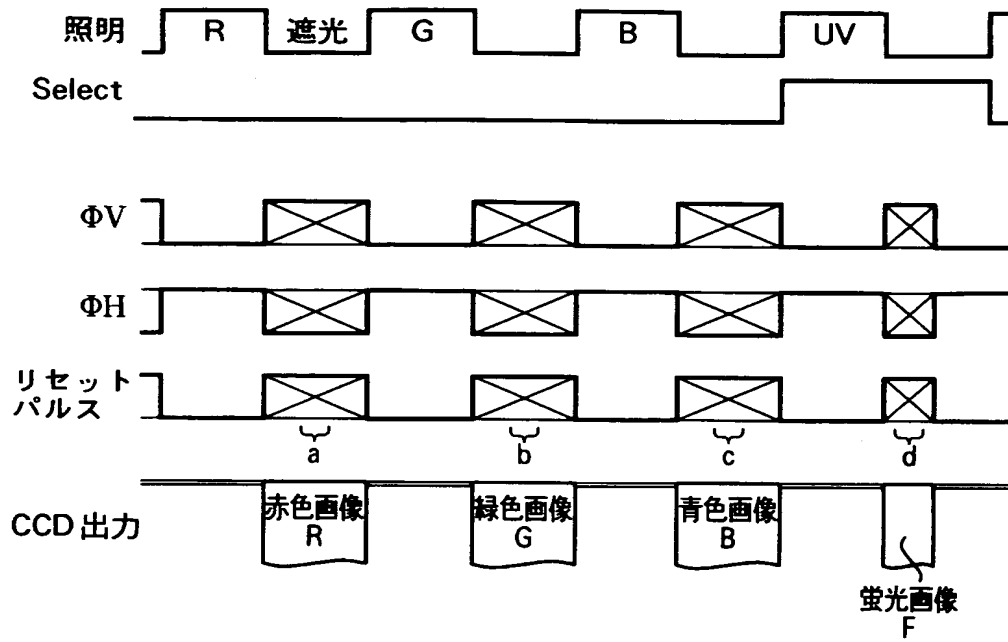
【符号の説明】

1	内視鏡装置
1 0 0	電子内視鏡
1 0 1	対物光学系
1 0 2	ライトガイド
1 0 4	ドライバ回路
1 0 5	CDS
1 1 0	CCDユニット
1 1 1	CCD
1 1 2	FDA
2 0 0	電子内視鏡用プロセッサ
2 0 1	MPU
2 0 2	光源ユニット
2 0 3	DSP
2 0 4	メモリ
2 0 5	A/Dコンバータ
2 0 6	D/Aコンバータ
2 0 7	クロック発生回路

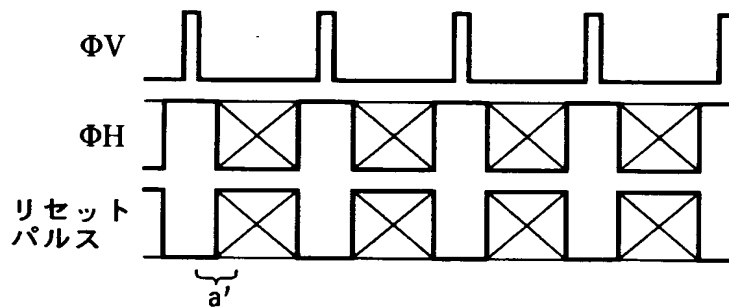
【図 2】



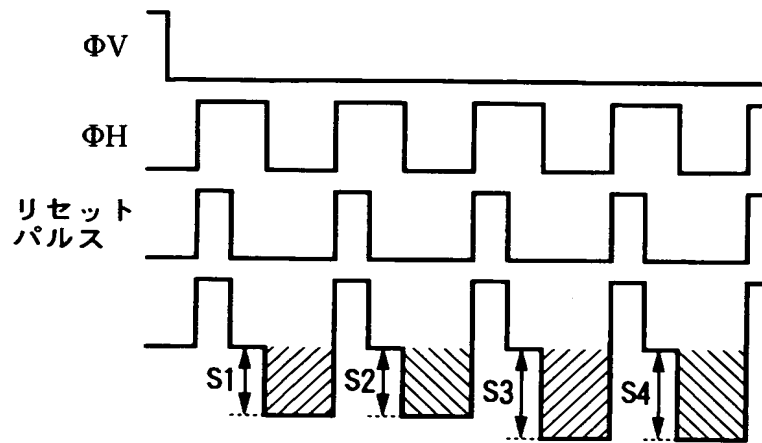
【図 3】



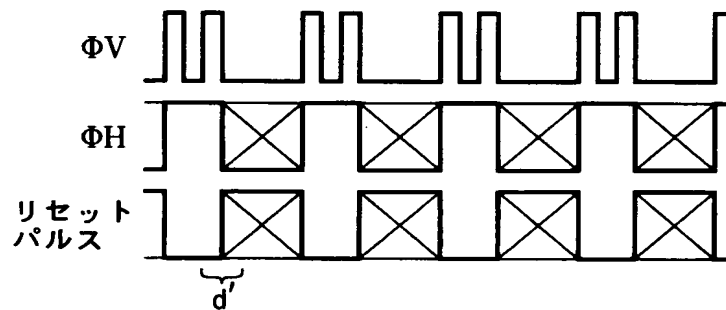
【図 4】



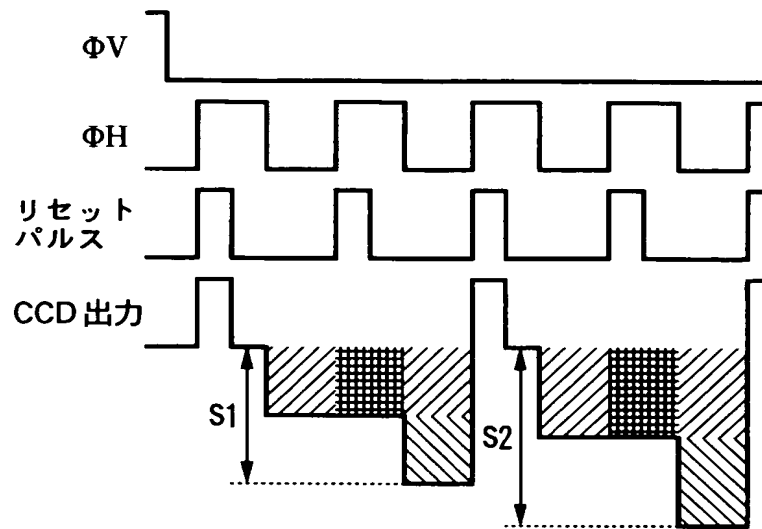
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 励起光を生体に照射することによって発生する蛍光を蛍光画像として観察する、自家蛍光内視鏡装置であって、イメージインテンシファイアを使用することなく、蛍光画像の輝度の増幅が可能な自家蛍光内視鏡装置を提供することである。

【解決手段】 励起光が照射されている間は、電子内視鏡のCCDの複数個の単位セルに蓄積された電荷が加算されるように、CCDおよびCCD用電荷検出アンプを制御する、ドライバ回路を有する構成とすることにより、上記問題を解決した。

【選択図】 図7

特願 2 0 0 3 - 0 9 4 9 9 6

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 0 5 2 7]

1 . 変更年月日

2 0 0 2 年 1 0 月 1 日

[変更理由]

名称変更

住 所

東京都板橋区前野町 2 丁目 3 6 番 9 号

氏 名

ペンタックス株式会社